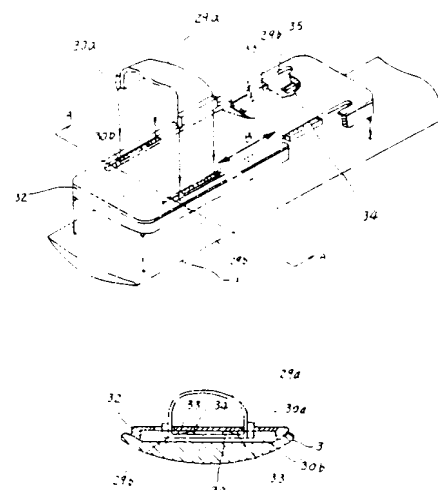


(54) NUCLEAR MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE

(11) 2-68036 (A) (43) 7.3.1990 (19) JP
 (21) Appl. No. 63-218334 (22) 2.9.1988
 (71) HITACHI MEDICAL CORP (72) HIDENORI KISHINO
 (51) Int. Cl.⁵ A61B5/055, G01R33/34

PURPOSE: To easily move and fit a high-frequency coil to a desired position accordant with a photographing part under a state in which a reagent lies on a top board without giving uneasiness to the reagent by composing the high-frequency coil of two divided parts, namely, an upper side coil part which is upper from a top board surface and a lower side coil part, so that the two coil parts can be freely attached and detached.

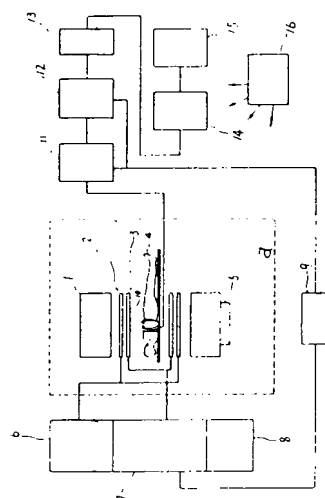
CONSTITUTION: The high-frequency coil is divided into two parts, namely, a part 29a at the upper side from the top board surface (the coil upper side part) and another part 29b at the lower side from the top board surface (the coil lower side part), and both the two parts can be freely attached and detached through connectors 30a and 30b. The coil upper side part 29a having the optimum dimension for the physical construction of the reagent is selected, the selected part 29a is wound so that the part 29a can adhere to the photographing part of the reagent as close as possible, and under a state in which the loop length of the coil upper side part 29a is made closest to the circumferential length of the photographing part of the reagent (an adhered state), the coil upper and lower parts 29a and 29b are connected with the connectors 30a and 30b. Since the connector 30a can be easily attached and detached, the high-frequency coil 29 can be easily moved when the relative positional relations between the photographing part of the reagent and the coil upper and lower parts 29a and 29b are to be corrected (an adjustment for coinciding the sensitivity center of the high-frequency coil 29 with the photographing part is to be executed) and the photographing part is to be changed.

**(54) MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE**

(11) 2-68037 (A) (43) 7.3.1990 (19) JP
 (21) Appl. No. 63-218336 (22) 2.9.1988
 (71) HITACHI MEDICAL CORP (72) MASAO KURODA(1)
 (51) Int. Cl.⁵ A61B5/055, G01R33/28, G01R33/38

PURPOSE: To relieve the conditions for limiting installation of a shielding room by controlling the temp. of a permanent magnet as well as an irradiation magnetic field and the frequency of a high-frequency signal receiving section in such a manner that the frequency of magnetic resonance is turned to the frequency deviated from the frequency of unnecessary radio waves, etc.

CONSTITUTION: This imaging device is so constituted that the set temp. of a temp. controller 8 controlling a magnetic circuit 1 to retain the temp. thereof can be changed to change the temp. of the magnetic circuit. The magnetic circuit is constituted of the permanent magnet. The magnetic field intensity of the permanent magnet in general changes with temp. The temp. coeff. of a neodymium/iron/boron (Nd-Fe-B) magnet having powerful PH product to the permanent magnet is about 0.12%/°C. The central frequency changes from 8.514MHz of a standard to 8.504MHz by increasing the temp. of the permanent magnet in 1°C. The device is constituted to change the tuning frequency of the high-frequency signal receiving section and the detecting frequency of a detecting section 12 in this way. The frequency which is not affected by the noises of the electromagnetic waves is set by deviating the temp. of the magnet, the tuning frequency of the signal transmitting and receiving section, the frequency of the detector, etc., so as to avert the frequency of the electromagnetic noises when the noises appear within the image according to the conditions of the installation place.



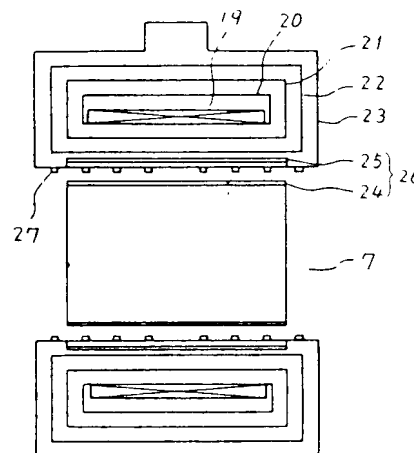
2: gradient magnetic field coil, 3: irradiation coil, 5: heat insulating circuit, 6: power supply for gradient magnetic field, 7: high-frequency transmitting system, 9: reference frequency source, 10: signal reception coil, 11: high-frequency reception section, 13: A/D converter, 14: arithmetic device, 15: display, 16: control circuit a: radio wave shielding chamber

(54) SUPERCONDUCTING MAGNET OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE

(11) 2-68038 (A) (43) 7.3.1990 (19) JP
 (21) Appl. No. 63-218417 (22) 2.9.1988
 (71) TOSHIBA CORP (72) KINYA MATSUTANI
 (51) Int. Cl.⁵ A61B5/055, A61B5/05, G01N33/38, G01R33/38, H01F7/20

PURPOSE: To obviate the generation of eddy currents in a radiant heat shielding plate and to miniaturize a superconducting magnet by installing a cancel gradient coil between the outermost peripheral radiant heat shielding plate enclosing the superconducting coil and ordinary-temp. pore and installing a main gradient coil in the ordinary-temp. core.

CONSTITUTION: The cancel gradient coil 25 is disposed between the ordinary-temp. pore 7 and the 80K radiant heat shielding plate 22 in the superconducting magnet concentrically with the superconducting coil 19. The main gradient coil 24 is disposed in the ordinary-temp. pore 76 concentrically with the cancel gradient coil 25. An iron shim 27 is stuck to the inside surface of the ordinary-temp. pore 7. The external magnetic field generated by the main gradient coil 24 are canceled by the gradient coil 25 and, therefore, pulse magnetic fields do not act in the 80K radiant heat shielding plate 22 and the eddy currents are not generated therein. Since the iron shim 27 is disposed between the main gradient coil and the cancel gradient coil, the electrical coupling of the gradient coil and the iron shim 27 does not arise.



E5297



JP2068038

Biblio

Page 1

esp@cenet

SUPERCONDUCTING MAGNET OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE

Patent Number: JP2068038

Publication date: 1990-03-07

Inventor(s): MATSUTANI KINYA

Applicant(s):: TOSHIBA CORP

Requested Patent: ☐ JP2068038

Application Number: JP19880218417 19880902

Priority Number(s):

IPC Classification: A61B5/055 ; A61B5/05 ; G01N33/38 ; G01R33/38 ; H01F7/20

EC Classification:

Equivalents: JP2592920B2

Abstract

PURPOSE:To obviate the generation of eddy currents in a radiant heat shielding plate and to miniaturize a superconducting magnet by installing a cancel gradient coil between the outermost peripheral radiant heat shielding plate enclosing the superconducting coil and ordinary-temp. pore and installing a main gradient coil in the ordinary-temp. core.

CONSTITUTION:The cancel gradient coil 25 is disposed between the ordinary- temp. pore 7 and the 80K radiant heat shielding plate 22 in the superconducting magnet concentrically with the superconducting coil 19. The main gradient coil 24 is disposed in the ordinary-temp. pore 76 concentrically with the cancel gradient coil 25. An iron shim 27 is stuck to the inside surface of the ordinary- temp. pore 7. The external magnetic field generated by the main gradient coil 24 are canceled by the gradient coil 25 and, therefore, pulse magnetic fields do not act in the 80K radiant heat shielding plate 22 and the eddy currents are not generated therein. Since the iron shim 27 is disposed between the main gradient coil and the cancel gradient coil, the electrical coupling of the gradient coil and the iron shim 27 does not arise.

Data supplied from the esp@cenet database - I2

E5297

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

平2-68038

⑬ Int. Cl.⁵

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 平成2年(1990)3月7日

A 61 B 5/055
 5/05
 G 01 N 33/38
 G 01 R 33/38
 H 01 F 7/20

Z A A

Z A A C

6447-5E
 7259-4C
 7621-2G
 7621-2G

A 61 B 5/05
 G 01 R 33/22
 G 01 N 24/06

3 6 0
 Z A A Y
 Z A A Y

審査請求 未請求 請求項の数 7 (全8頁)

⑮ 発明の名称 磁気共鳴イメージング装置の超電導マグネット

⑯ 特 願 昭63-218417

⑰ 出 願 昭63(1988)9月2日

⑱ 発 明 者 松 谷 欣 也 東京都港区芝浦1丁目1番1号 株式会社東芝本社事務所内

⑲ 出 願 人 株 式 会 社 東 芝 神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

⑳ 代 理 人 弁理士 則近 憲佑 外1名

明 細 書

1. 発明の名称

磁気共鳴イメージング装置の超電導マグネット

2. 特許請求の範囲

(1) 超電導コイルにより発生させた静磁界内に被検体を配置すると共に該静磁界にグラジエントコイルにより発生した傾斜磁界を重畳しかつRFコイルにより励起回転磁場を印加することにより磁気共鳴現象を生じせしめ、上記被検体の断層面内の特定の原子核のイメージングあるいはスペクトロスコピーを画像処理により実施する磁気共鳴イメージング装置の超電導マグネットにおいて、グラジエントコイルを主グラジエントコイルとこれと逆極性の磁界を発生するキャンセルグラジエントコイルにより構成し、キャンセルグラジエントコイルを超電導マグネット保冷容器内部の常温ポアーに最も近い輻射熱シールド板と常温ポアーとの間に超電導コイルと同心に配置し、主グラジエントコイルをキャンセルグラジエントコイルと同心に常温ポアー内部に配置したことを特徴とする

る磁気共鳴イメージング装置の超電導マグネット。

(2) キャンセルグラジエントコイルをポアー内筒の内周又は外周に巻回したことを特徴とする請求項(1)記載の磁気共鳴イメージング装置の超電導マグネット。

(3) キャンセルグラジエントコイルを超電導マグネット保冷容器内部の常温ポアーに最も近い輻射熱シールド板の内周に巻回したことを特徴とする請求項(1)記載の磁気共鳴イメージング装置の超電導マグネット。

(4) 電流シムコイルを超電導マグネット保冷容器内部の常温ポアーに最も近い輻射熱シールド板の内周又は外周に巻回したことを特徴とする請求項(2)記載の磁気共鳴イメージング装置の超電導マグネット。

(5) 電流シムコイルのX、Y、Z補正コイルをキャンセルグラジエントコイルのG_x、G_y、G_z成分コイルと共用することにより一体化コイルを形成し、キャンセルグラジエントコイルの位置にこの一体化コイルを配置したことを特徴とする請求項

②記載の磁気共鳴イメージング装置の超電導マグネット。

⑥ 電流シムコイルのX, Y, Z補正コイルを主グラジェントコイルの G_x , G_y , G_z 成分コイルと共用することにより一体化コイルを形成し主グラジェントコイルの位置にこの一体化コイルを配置したことを特徴とする請求項②記載の磁気共鳴イメージング装置の超電導マグネット。

⑦ 鉄シムを常温ポアー内面に取付けたことを特徴とする請求項①記載の磁気共鳴イメージング装置の超電導マグネット。

3. 発明の詳細な説明

(発明の目的)

(産業上の利用分野)

本発明は、磁気共鳴(MR: Magnetic Resonance)現象を利用して生体である被検体の特定の断面における特定原子核の密度分布をCT像(Computed Tomogram)として画像化(Imaging)する磁気共鳴イメージング装置の超電導マグネットに関する。

特定のスライス部分S(平面上の部分であるが現実にはある厚みを持つ)のみに磁気共鳴現象が生じる。この磁気共鳴現象は上記RFコイル内に設けられた例えば一対の受信コイル300A, 300Bを介して自由誘導減衰信号(free induction decay: 以下「FID信号」と略称する。)として観測され、MR信号として用いられる。このFID信号をフーリエ変換することにより、特定原子核スピンの回転周波数について単一スペクトルが得られる。

断層像をCT像として得るには、スライス部分Sのx-y平面内に多方向についての投影が必要である。そのため、スライス部分Sを励起して磁気共鳴現象を生じさせた後、第8図に示すように磁界 H_0 にx'軸方向(x軸より角度 θ 回転した座標系)に直線的な傾斜を持つ線型磁界勾配 G_{xy} を図示しないグラジェントコイルにより作用させると、被検体Pのスライス部分Sにおける等磁界線Eは直線となる。この等磁界線E上の特定原子核スピンの回転周波数は上記(1)式であらわされる。

(従来の技術)

例えば生体診断に用いる医用磁気共鳴イメージング装置では、生体である被検体の特定部位における断層像を得るために、第7図に示すように被検体Pに対して図示Z方向に沿う非常に均一な静磁界 H_0 を図示しない静磁界マグネットにより発生させて作用させ、さらに一対のグラジェントコイル100A, 100Bにより上記静磁界 H_0 に線形磁界勾配 G_x を印加する。ここで、静磁界 H_0 に対する特定原子核は、次式で示される角周波数 ω_0 で共鳴する。

$$\omega_0 = \gamma H_0 \quad \dots (1)$$

この(1)式において、 γ は磁気回転比であり、原子核の種類に固有のものである。そこでさらに、特定原子核のみを共鳴させる角周波数 ω の回転磁界 H_1 をRFコイル(プローブヘッド)内に設けられた例えば一対の送信コイル200A, 200Bを介して被検体Pに作用させる。

このようにすると、上記線型磁界勾配 G_x によりZ軸方向について選択設定される図示x-y平面部分についてのみ選択的に作用し、断層像を得る

ここで説明の便宜上、等磁界線Eを $E_1 \sim E_n$ とし、これら等磁界線 $E_1 \sim E_n$ 上の磁界により一種のFID信号である信号 $D_1 \sim D_n$ をそれぞれ生ずると考える。信号 $D_1 \sim D_n$ の振幅はそれぞれスライス部分Sを貫く等磁界線 $E_1 \sim E_n$ 上の特定原子核スピン密度に比例することになる。ところが、実際に観測されるFID信号は、信号 $D_1 \sim D_n$ を全て加え合せた合成FID信号となる。そこで、合成FID信号をフーリエ変換することによってスライス部分Sのx'軸へ投影情報(一次元像)PDを得る。

次に、このx'軸をx-y平面内で回転させるが、これはたとえば二対のグラジェントコイルによるx, y方向についての磁界勾配 G_x , G_y の合成磁場として磁界勾配 G_{xy} を作り、上記磁界勾配 G_x , G_y の合成比を変化させることにより行う。この磁界勾配 G_{xy} の回転により上記と同様にしてx-y平面内の角方向への投影情報が得られ、これらの情報に基づいてCT像が合成されることになる。

以上が磁気共鳴イメージングの原理であるが、次に具体例として、第9図に従来の磁気共鳴イメ

ージング装置を示す。被検体すなわち患者1はベット2の上に載置される。この患者1を取り囲んでRFコイル(プローブベッド:高周波送受信コイル)3、更にその外周に磁界補正用のシムコイル4、傾斜磁界発生用のグラジェントコイル5が配置されている。これらすべてのコイル系は、大型の静磁界磁石6の常温ボアー7(通常はボアー内径約1m)内部に収納されている。静磁界磁石としては、超電導磁石、常電導磁石、永久磁石のいずれかが使用される。

この静磁界磁石6は、励磁電源8により電流リード9を介して励消磁される(永久磁石方式の場合は、これは不用)。尚、超電導磁石の場合は、永久電流モードで運転されるためと冷媒である液体ヘリウム消費量を低減させるために通常は電流リード9は励磁後に取りはずして、常に磁場が発生している状態となっている。通常この静磁界の方向は、多くのマグネットでは図示の10方向、すなわち患者1の体軸方向である。グラジェントコイル5は、X軸方向の磁界傾斜を与えるGXコイ

るために磁界補正用のシムコイル4が使用される。この磁界均一空間18内に患者の診断部位をもってくる。そして、静磁界10と直角方向にRF発振装置15、RFコイル3により高周波を印加し人体細胞内の所要の原子核、例えば水素原子核を励起させる。又、これと同時にGX励磁電源11、GY励磁電源12、GZ励磁電源13およびグラジェントコイル5により傾斜磁界をX、Y、Z方向に印加する。

このRFとグラジェントのパルスシーケンスは病変部位および画像処理方向によって最適な方法が選択される。

このパルスシーケンス動作は、中央制御装置14により制御される。グラジェント、RF印加後に、患者1の体内より磁気共鳴信号が発せられる。この信号はRF受信装置16により受信・増幅され、中央制御装置14に入力される。ここで画像処理され、所要の人体断面画像が表示・操作盤17のCRT上に表示される。

第10図に従来の磁気共鳴イメージング装置用超

ル、Y軸方向のGYコイル、Z軸方向のGZコイルより構成され、それぞれ励磁電源11,12,13に接続されている。これら励磁電源11,12,13は中央制御装置14に接続されている。RFコイル3は送信コイルと受信コイルにより構成され、それぞれRF発振装置15、RF受信装置16に接続され、これらは更に中央制御装置14に接続されている。中央制御装置14は表示・操作盤17に接続され、これにより運転操作される。

次に、上記のように構成された従来の磁気共鳴イメージング装置の動作について述べる。

患者1の全身断面画像を得るために、磁界均一空間18は通常40~50cm球と広く、しかも50ppm以下の高均一度を要求される。このため、静磁界磁石6は、例えば、超電導方式の場合長さ2.4m、幅2m、高さ2.4m、重量5~6トンと巨大なものが必要となる。

このような大きなマグネットであっても、マグネットのみによる40~50cm球内の均一度はせいぜい数百ppmにしかない。これを50ppm以下とす

電導マグネットの内部構造を示す。

超電導コイル19は液体ヘリウムで満たされたヘリウム容器20に収納され4Kの極低温状態に保たれている。このヘリウム容器20の外周は2重の輻射熱シールド板すなわち、20K輻射熱シールド板21、80K輻射熱シールド板22により囲まれており、外部からの熱をシールド板により遮へいしている。更に断熱効果を高めるために、ヘリウム容器、輻射熱シールド板間は真空状態に保たれると共にアルミナ・ポリエステルフィルムで形成された断熱材が挿入されている。これらの部材は真空容器23に収納されている。

さて、画像処理のためにグラジェントコイルを励磁すると、そのパルス磁界によりアルミ等の電気良導体金属で形成されている輻射熱シールド板21,22に渦電流が発生する。

グラジェントコイルの印加エネルギーの一部がこの渦電流発生に使われるため本来なら1~2msで急にしゃんに立上らねばならぬグラジェントパルス磁界が鈍ってしまう。又、渦電流により発生す

る局所磁界により常温ボア中心の均一磁界が乱される。このため、画像が劣化する。更に、グラジェントパルス磁界がシムコイルとカップリングし、これによっても画像が劣化する。

この渦電流およびシムコイルとのカップリング問題を回避するためにアクティブグラジェントコイルを使用する技術がある。この技術については例えば、IEEE TRANSACTIONS ON MAGNETICS, November 1985, Vol. MAG-21, No.6, 2273-2275 A Finite Fourier Element Expansion Technique for The Design of a Pulsed Radial Gradient System for Magnetic Resonance Imaging(MRI) に詳述されている。第10図にこの構造を示す。

主グラジェントコイル24の外側に同心でキャンセルグラジェントコイル25が配置されこれによってアクティブグラジェントコイル26が形成されている。このアクティブグラジェントコイル26はシムコイル4の内部に、シムコイル4とほぼ同心で配置されている。

主グラジェントコイル24とキャンセルグラジェ

ントコイル25は発生するパルス磁界が逆極性になっており、両コイルのアンペア・ターン、種などのパラメータを適合させることにより主グラジェントコイル24の内部では画像処理に必要なグラジェントパルス強度が得られ、キャンセルグラジェントコイル25の外側ではパルス磁界がキャンセルされて零となる構造を有している。アクティブグラジェントコイル26の外側ではパルス磁界が零となるので、これに起因する渦電流の発生およびシムコイル4とのカップリングは無くなり画質が向上する。

(発明が解決しようとする課題)

ところがこのように構成された従来のアクティブグラジェントコイル付超電導マグネットには次のような欠点がある。

(1) 電力消費量を低減するためには主グラジェントコイル24とキャンセルグラジェントコイル25の半径方向間隔を十分に離すことが必要である。例えば主グラジェントコイル内径を D_1 、キャンセルコイル内径を D_2 とすると、 $D_1/D_2 < 0.8$ が望ま

しく、コンパクトでしかも渦電流の発生がないアクティブグラジェントコイル付磁気共鳴イメージング装置の超電導マグネットを提供することを目的とする。

(発明の構成)

(課題を解決するための手段)

上記目的を達成するために本発明においては、超電導コイルを囲む最外周輻射熱シールド板(例えば30K輻射熱シールド板)と常温ボアとの間にキャンセルグラジェントコイルを配置し、常温ボア内部に主グラジェントコイルを配置した構成とする。

(作用)

主グラジェントコイルによって発生する外部磁界はキャンセルグラジェントコイルによりキャンセルされるので超電導マグネットの輻射熱シールド板には渦電流が発生しない。

また、キャンセルグラジェントコイルを常温ボアの外部に配置するので、超電導マグネットが大型化しない。

(2) 患者挿入空間を確保するために現在使用されているRFコイルを流用する場合、主グラジェントコイル内径を現在使用されている一重のグラジェントコイル内径とほぼ同一にすることが必要。この場合、アクティブグラジェントコイル最外径は従来の一重グラジェントコイルの1.2~1.5倍となり通常使用している1mφボア超電導マグネット内にアクティブグラジェントコイルを収納することは不可能となる。収納のため、超電導マグネットのボア径を増大させねばならない。これは、マグネットが大型化することであり、コスト面・据付性の面より著しくその利点をそこなう。これがMRIの普及を阻害している。

そこで、本発明は上記の従来技術のもつ欠点を

(実施例)

本発明の一実施例を第1図を用いて説明する。

(実施例の構成)

常温ボア7と超電導マグネット内部の80K輻射熱シールド板22との間に超電導コイル19と同心にキャンセルグラジェントコイル25を配置する。また、常温ボア7の内部にキャンセルグラジェントコイル25と同心に主グラジェントコイル24を配置する。常温ボア7の内面に鉄シム27を貼付ける。

(実施例の作用)

主グラジェントコイル24によって発生する外部磁界はキャンセルグラジェントコイル25によりキャンセルされるので80K輻射熱シールド板22にはパルス磁界が作用せず渦電流は発生しない。

又、鉄シム27を主グラジェントコイルとキャンセルグラジェントコイルとの間に配置したのでグラジェントコイルと鉄シム27との電気的カップリングはない。

(実施例の効果)

の欠点は回避される。

(他の実施例1)

本発明の他の実施例1を第2図を用いて説明する。

(他の実施例1の構成)

超電導マグネットボア内筒28をキャンセルグラジェントコイル25の巻枠と兼用する。この場合、キャンセルグラジェントコイル25はFRP製ボア内筒の外周に巻回してもよいし内周側に巻回してコイルを構成してもよい。他の構成は第1図に示す実施例と同一である。

(他の実施例1の作用)

第1図に示す実施例の作用と同一である。

(他の実施例1の効果)

キャンセルグラジェントコイルの巻枠、支持構造物が不要となり構造簡単となる。

他の効果は第1図に示す実施例の効果と同一である。

(他の実施例2)

本発明の他の実施例2を第3図を用いて説明す

(1) 渦電流の影響がないので高品質の画像が得られる。

(2) 主グラジェントコイルは従来のグラジェントコイルと同じ大きさで構成できるのでマグネットボア内部に収納することができるため超電導マグネットは従来と同じ大きさとなる。従って、アクティブグラジェントコイル採用による超電導マグネットの巨大化は回避される。これによりコスト上昇も回避される。

(3) 又、従来の大きさの超電導マグネットを使用する場合は、従来のアクティブグラジェントコイルをマグネットボア内部に収納させるが、従来のアクティブグラジェントコイルの内径を小さくしなければ内部に収納させることは困難であった。アクティブグラジェントコイル内径を小さくすると患者挿入空間が小さくなり患者の閉所恐怖感をより一層増大させる。

本実施例のアクティブグラジェントコイルを使用すれば、主グラジェントコイル内径は従来のアクティブグラジェントコイルと同一になるのでこ

る。

(他の実施例2の構成)

超電導マグネットの最外輻射熱シールド板内筒部22をキャンセルグラジェントコイル25の巻枠と兼用する。この場合、キャンセルグラジェントコイルはシールド板内筒部の内面に巻回する。

他の構成は第1図に示す実施例と同一である。

(他の実施例2の作用)

キャンセルグラジェントコイルは輻射熱シールド板と同じ極低温に冷却される。

他の作用は第1図に示す実施例と同一である。

(他の実施例2の効果)

キャンセルグラジェントコイルの巻枠、支持構造物が不要となり構造が簡単になる。また、キャンセルグラジェントコイル導体は極低温状態になるので電気抵抗は低下する。これにより、グラジェントコイル励磁時のジュール損失低減するのでキャンセルグラジェントコイル用励磁電源容量が小さくできる。従って、コンパクト、低価格のグラジェントコイルを提供できる。

(他の実施例3)

本発明の他の実施例3を第4図を用いて説明する。

スペクトロスコピー診断、および超高速イメージングを行なう場合、患者のもつ体内磁性による磁界均一度変動を修正するために、電流シムコイルによるオートシミングが必要となる。

この場合、鉄シムとは別にオートシムコイルをマグネットに取付けねばならぬ。本実施例はこの場合の例である。

(他の実施例3の構成)

第2図に示す他の実施例1に於いて、電流シムコイル4(オートシムコイル)を最外輻射シールド板22の内筒部に内巻き又は外巻きする。

(他の実施例3の作用)

電流シムコイルによりオートシミングができる。他の作用は他の実施例1と同一である。

(他の実施例3の効果)

オートシミングによりスペクトロスコピー、超高速イメージングが可能となる。他の効果は他の

第2図に示す他の実施例1の主グラジェントコイル24とオートシムコイル4とを一体化し同一コイルとして構成する。この際、シムコイルのX, Y, Z補正コイルは主グラジェントコイルの G_x , G_y , G_z と共用する。

(他の実施例5の作用)

他の実施例3の作用と同一である。

(他の実施例5の効果)

主グラジェントコイルとシムコイルを一体化したので構造が簡単になる。他の効果は他の実施例3の効果と同一である。

〔発明の効果〕

以上の説明から明らかなように、本発明によれば、熱輻射シールド板に渦電流の発生しない、しかも大形でない磁気共鳴イメージング装置用の超電導マグネットを提供することがができる。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明に係る磁気共鳴イメージング装置の超電導マグネットの一実施例を示す構成図、第2図、第3図、第4図、第5図および第6図は

実施例1と同一である。

(他の実施例4)

本発明の他の実施例4を第5図を用いて説明する。

(他の実施例4の構成)

第2図に示す他の実施例1のキャンセルグラジェントコイル25とオートシムコイル4を一体化し同一コイルとして構成する。この際、シムコイルのX, Y, Z補正コイルはキャンセルグラジェントコイルの G_x , G_y , G_z と共用する。

(他の実施例4の作用)

他の実施例3の作用と同一である。

(他の実施例4の効果)

キャンセルグラジェントコイルとシムコイルを一体化したので構造が簡単になる。他の効果は他の実施例3の効果と同一である。

(他の実施例5)

本発明の他の実施例5を第6図を用いて説明する。

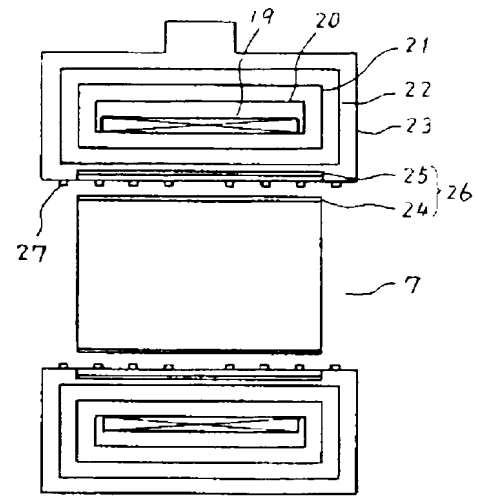
(他の実施例5の構成)

それぞれ他の実施例を示す構成図、第7図および第8図は磁気共鳴イメージングの原理を示す図、第9図は従来の磁気共鳴イメージング装置のシステムを示す構成図、第10図は従来の磁気共鳴イメージング装置の超電導マグネットを示す構成図である。

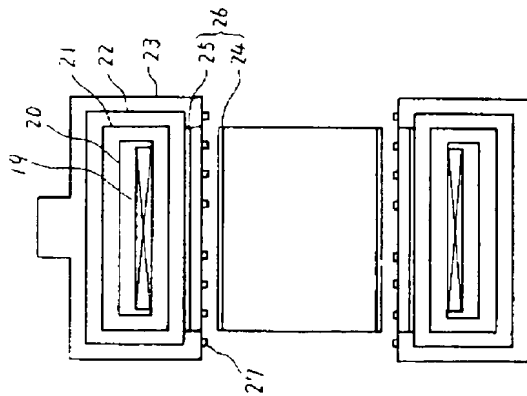
- | | |
|-------------------|---------------|
| 1…患者 | 2…ベット |
| 3…RFコイル | 4…シムコイル |
| 5…グラジェントコイル | |
| 6…静磁界磁石 | 7…常温ポア |
| 8…励磁電源 | 9…電流リード |
| 10…静磁界方向 | 11,12,13…励磁電源 |
| 14…中央制御装置 | 15…RF発振装置 |
| 16…RF受信装置 | 17…表示・操作盤 |
| 18…磁界均一空間 | 19…超電導コイル |
| 20…ヘリウム容器 | 21…20K輻射シールド板 |
| 22…80K輻射シールド板 | |
| 23…真空容器 | 24…主グラジェントコイル |
| 25…キャンセルグラジェントコイル | |
| 26…アクティブグラジェントコイル | |

27…鉄シム 28…ボア内筒
100A, 100B…グラジェントコイル
200A, 200B…送信コイル
300A, 300B…受信コイル
H₀…静磁界 P…被検体
S…スライス部分

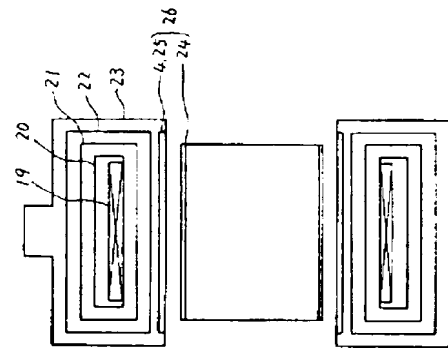
代理人 弁理士 則 近 藤 佑
同 弟 子 丸 健



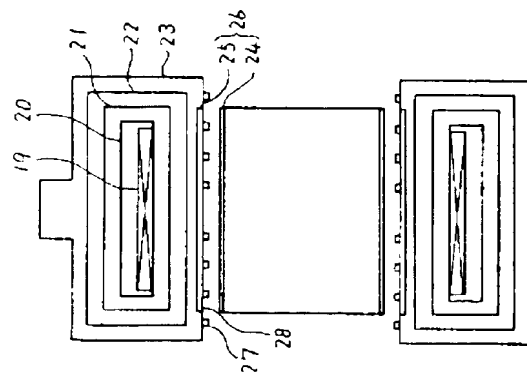
第 1 図



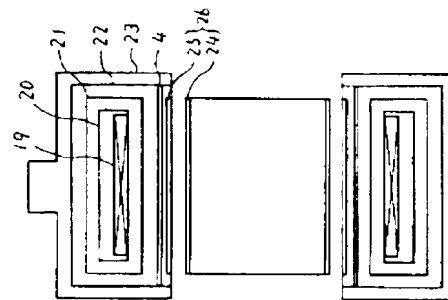
第 3 図



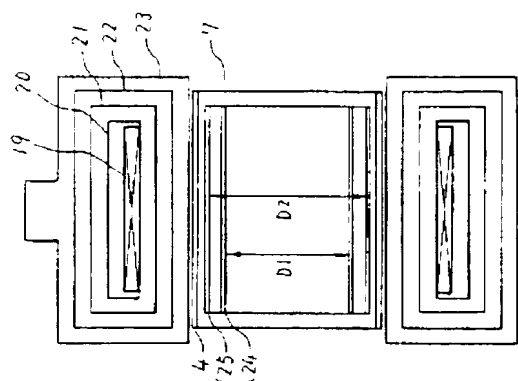
第 5 図



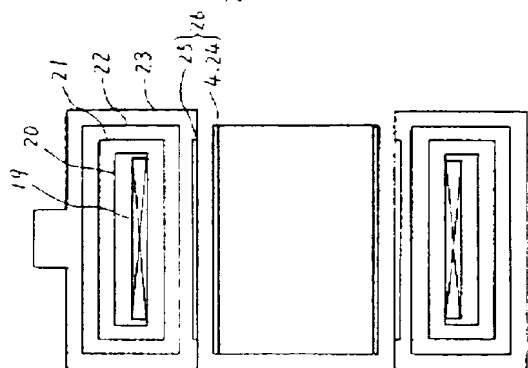
第 2 図



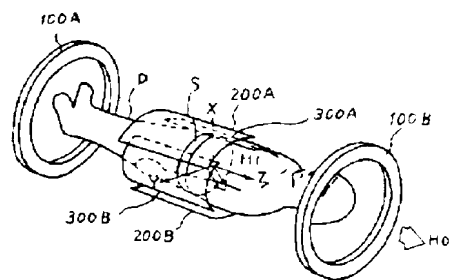
第 4 図



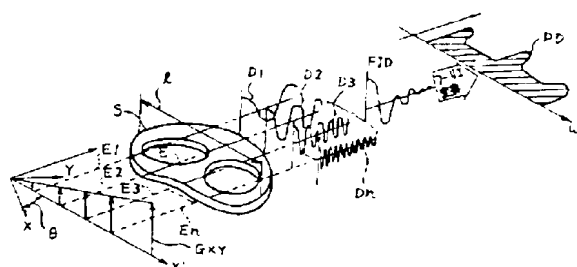
第 10 図



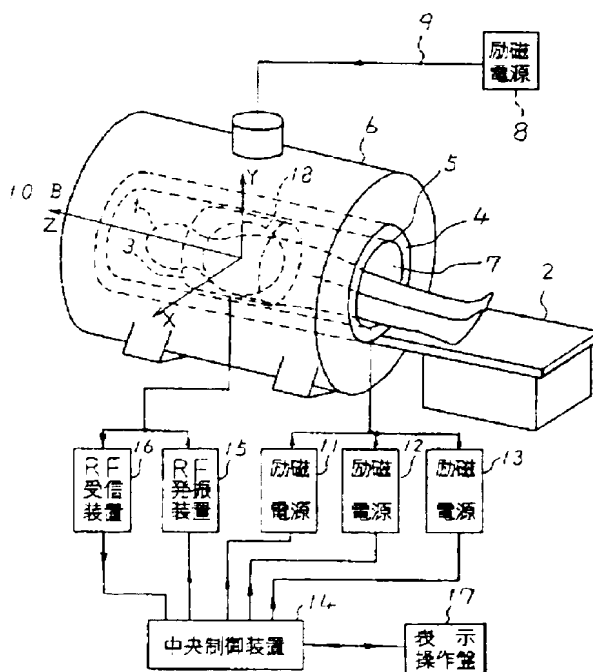
第 6 図



第 7 図



第 8 図



第 9 図